

Prüfung der Zerreißfestigkeit  
und Dehnbarkeit der Semitendinosussehne,  
Gracilissehne und der Fascie adäquat  
der Verwendung als Kreuzbandersatz

von

RUDOLF WEINZIERL

München 1965



Digitized by the Internet Archive  
in 2026

Aus der orthopädischen Klinik und orthopädischen  
Universitäts - Poliklinik München - Harlaching  
Direktor: Prof. Dr. M. Lange

---

Prüfung der Zerreißfestigkeit und Dehnbarkeit der  
Semitendinosussehne, Cracilissehne und der Fascie  
adäquat der Verwendung als Kreuzbandersatz

I n a u g u r a l - D i s s e r t a t i o n

zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten  
Medizin verfaßt und einer Hohen Medizinischen  
Fakultät der Ludwig-Maximilians - Universität  
zu München

vorgelegt

von

Rudolf Weinzierl  
Eichstätt/Bayern

München 1965



Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der  
Universität München

Berichterstatter : Priv. Doz. Dr. G. Glogowski  
Mitberichterstatter : Prof. Dr. M. Lange  
Dekan : Prof. Dr. R. Zenker

Tag der mündlichen Prüfung: 5. X. 1965

Prüfung der Zerreißfestigkeit und Dehnbarkeit der  
Semitendinosussehne, Gracilissehne und der Fascie  
adäquat der Verwendung als Kreuzbandersatz

# I n h a l t s v e r z e i c h n i s

Einleitung: Ursachen der Kreuzbandverletzungen

A. Aktuelle Literatur zur operativen Behandlung von  
Kreuzbandverletzungen

B. Versuchsanordnung bei den Zerreißproben

C. Versuchsergebnisse

a. Zerreißfestigkeit des Kreuzbandersatzes,  
Teildiskussion

b. Dehnbarkeit des Kreuzbandersatzes,  
Teildiskussion

D. Abschließende Diskussion und Deutung der Versuchsergebnisse

E. Zusammenfassung

F. Literaturverzeichnis

## E i n l e i t u n g

In neuerer Zeit sind die Kreuzbandverletzungen sehr aktuell geworden, während man sie vor etwa 50 Jahren kaum kannte. Das hängt damit zusammen, daß allgemein die Verletzungen am Knie stark zugenommen haben. Diese zunächst überraschend anmutende Tatsache wird verständlich, wenn wir an die zwei wichtigsten, für unsere Zeit charakteristischen Verletzungsursachen denken: den Unfall im Straßenverkehr und den Sportunfall.

Die ständige Zunahme der Motorisierung des Straßenverkehrs brachte ein rapides Hochschnellen der Verkehrsunfallziffern mit sich. Bei rund 65 % aller Verkehrsunfälle sollen die Knieanprallverletzungen nach Häufigkeit und Schwere an erster Stelle stehen. V o l l m a r und B e n z bringen in ihrer Abhandlung über Knieanprallverletzungen bei Auto- und Motorradfahrern eine einleuchtende Erklärung dafür. Der Autofahrer wie der Motorradfahrer befinden sich in sitzender Stellung, also mit senkrecht gebeugtem Knie. Bei allen Verkehrsunfällen, bei denen das Kraftfahrzeug von vorne getroffen wird, - es sind dies 59 % aller Straßenverkehrsunfälle - werden die der Fahrtrichtung entgegengerichteten Stauchungskräfte immer das am weitesten vorne gelegene Knie zuerst erreichen. Das Knie prallt mit mehr oder weniger Wucht auf das Armaturenbrett auf, und der Impulsstoß ist in der Hauptsache auf die Tuberositas tibiae und die Längsachse des Femurs gerichtet, also gerade auf die beiden Knochen, die durch die Kreuzbänder aneinander fixiert sind. Es liegt nahe, daß bei

solchen Unfällen die Kreuzbänder fast immer geschädigt bzw. zerrissen werden, zumal nach amerikanischen Messungen Stauchungskräfte von mehreren Tonnen, je nach Geschwindigkeit des Fahrzeugs und Gewicht des Fahrers, erreicht werden können.

Die andere häufige Verletzungsursache der Kreuzbänder ist der Sportunfall. Einmal kann es hier durch übermäßiges Drehen des Unterschenkels nach innen oder außen zu Kreuzbandschäden kommen, wie dies nicht selten beim Fußballsport der Fall ist. Andererseits ist zum Beispiel beim Skiunfall der Unterschenkel oft fixiert, und die Wucht des ganzen Körpers überträgt sich auf den Oberschenkel und versucht diesen gegen den Unterschenkel abzdrehen, so daß es dadurch ebenfalls zum Zerreißen der Kreuzbänder kommen kann.

#### A. Der heutige Stand der operativen Behandlung am Kreuzbandapparat.

Der Zustand des Kniegelenkes bei zerrissenen Kreuzbändern ist durch die Bezeichnung "Schlottergelenk" treffend beschrieben. Es ist keine stabile Gelenkmechanik mehr gegeben. Die beiden Condylen des Femurs und der Tibia sind nicht mehr miteinander fixiert. Wenn vorher bei intakten Kreuzbändern durch diese Fixation nur eine Gleitbewegung zwischen Ober- und Unterschenkel möglich war, so kann bei Kreuzbandriß der Femurkopf leicht auf der Tibia abrutschen, was sich klinisch im sogenannten Schubladenphänomen zeigt. Hierbei läßt sich

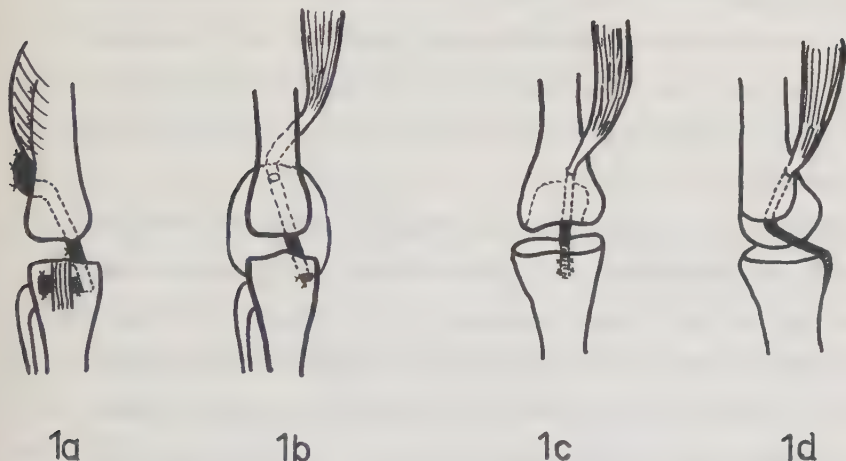
die Tibia beim sitzenden Patienten nach vorne und hinten wie eine Schublade verschieben. Außerdem fällt die hemmende Funktion der Kreuzbänder auf Innenrotation und Streckbewegung aus. Durch den Ausfall dieser wichtigen Funktionen der Kreuzbänder wird der Gang des Verletzten unsicher; der Patient hat beim Gehen und Stehen das Gefühl, nach vorne oder hinten überzukippen. Wir sehen daraus, wie wichtig intakte Kreuzbänder für ein funktionstüchtiges Kniegelenk sind, und ein solches soll bei der Behandlung verletzter Kreuzbänder wiederhergestellt werden. Früher, als Kreuzbandverletzungen noch eine Seltenheit waren, stand die konservative Behandlung im Vordergrund: der Patient bekam eine Lederhülse angepaßt, die das Kniegelenk recht und schlecht zusammenhalten sollte. Abgesehen von der Tatsache, daß ein orthopädischer Apparat lästig sein kann, ist er gegenüber der Wiederherstellung eines funktionstüchtigen Kniegelenks immer nur ein kümmerlicher Notbehelf. Er sollte heutzutage nur bei älteren Patienten, denen keine Operation mehr zugemutet werden kann, Verwendung finden. Bei jüngeren Patienten mit schweren Kreuzbandschäden ist gegenwärtig unbedingt die operative Behandlung, die Kreuzbandplastik, angezeigt. Die Kreuzbandplastik geht auf G r o v e s und E d w a r d s zurück und wird heute in jeder größeren orthopädischen Klinik mit Erfolg durchgeführt. Man unterscheidet je nach Verletzung einen totalen und einen partiellen Kreuzbandersatz des vorderen oder hinteren Kreuzbandes. Die Notwendigkeit dieser Operation steht heute nicht mehr zur Debatte.

Dagegen wird heute noch über die W a h l des E r s a t z -  
m a t e r i a l s diskutiert.

Der Kreuzbandersatz muß großen funktionellen und mechanischen Beanspruchungen gewachsen sein. Er muß eine hohe Elastizität und Zerreißfestigkeit besitzen. Außerdem - was ebenso wichtig ist - muß die Fixierung an beiden Endpunkten des neuen Kreuzbandes absolut sicher sein. Als Kreuzbandersatz können vor allem die Sehnen des M. semitendinosus und M. gracilis und die Oberschenkelfascie verwendet werden. Sehne wie Fascie bringen gute elastische Eigenschaften mit, und bei beiden ist die proximale Fixierung gelöst. Bei der Operation wird die Muskelsehne nur von ihrem Ansatz am tibialen Condylus der Tibia abgelöst, proximal bleibt die Sehne jedoch am Muskel fixiert, sodaß dadurch eine natürliche und sichere Verankerung gegeben ist. Die Fascie wird als gestielter Fascienstreifen verwendet, d.h. der Streifen bleibt ebenfalls proximal mit der Fascia lata verbunden. Der Fascienstreifen wird dann in seiner Breite aufgerollt und mit einfachen Knopfnähten zu einem Fascienschlauch vernäht. Die Operation verläuft nun folgendermaßen:

Beim totalen Ersatz des vorderen Kreuzbandes wird meist der gestielte Fascienstreifen verwendet. Durch den Femur und den Tibiakopf wird in Richtung Innenseite der Tuberositas tibiae ein Kanal gebohrt. An das distale Ende des Fascienschlauches wird eine doppelte Sehnennaht nach F. L a n g e angelegt. An den Seidenfäden wird dann der Fascienschlauch durch den Bohrkanal gezogen und unter dem Lig. patellae zur

fibularen Seite der Tuberositas tibiae geführt. Dort wird er dann subperiostal und zusätzlich mit Knochennähten verankert (Abb. 1a).



- Abbildung 1a: Fascie als Ersatz des vorderen Kreuzbandes  
1b: Sehne des M. gracilis oder M. semitendinosus als Ersatz des vorderen Kreuzbandes  
1c: Ersatz des hinteren Kreuzbandes durch diese Sehnen (Ansicht von dorsal)  
1d: Ersatz des Hinteren Kreuzbandes (Ansicht von lat.)

Die Skizzen sind dem Lehrbuch "Orthopädisch-chirurgische Operationslehre" von Prof. Dr. Max Lange entnommen.

Wird beim totalen Ersatz des vorderen Kreuzbandes die Gracilis- oder die Semitendinosussehne verwendet, so braucht nur durch die Tibia ein Bohrkanal gelegt werden. Durch die eröffnete hintere Gelenkkapsel wird die Sehne eingeführt. Die distale Verankerung erfolgt ebenfalls an der Tuberositas

tibiae subperiostal und mit Knopfnähten (Abb. 1b).

Beim totalen Ersatz des hinteren Kreuzbandes werden die Sehnen des M. gracilis oder M. semitendinosus verwendet. Entsprechend dem Verlauf des hinteren Kreuzbandes wird der Bohrkanal durch den Femurcondylus gelegt, also von medial nach lateral. Die Sehne wird dann durchgezogen und subperiostal an der Hinterseite des Tibiakopfes vernäht (Abb. 1c und 1d).

Distal ist bei keiner Kreuzbandplastik eine physiologische Verankerung gegeben, sie muß vom Operateur gesetzt werden. Die vier aus der Sehne kommenden Seidenfäden der F.Lange-Naht werden subperiostal oder durch kleine vorgebohrte Knochenkanäle gezogen und so im Knochen verankert. Diese Verankerung der Seidenfäden im Periost bzw. Knochen kann technisch so sicher und fest ausgeführt werden, daß die Belastbarkeitsgrenze der distalen Fixierung des neuen Kreuzbandes allein durch die Seide bzw. F.Lange-Naht gesetzt wird. Wir brauchen deshalb in unseren Versuchen die Festigkeit dieser Verankerung nicht zu prüfen, denn die schwächere Stelle der distalen Fixierung ist die F.Lange-Naht. Diese wird natürlich auch nie die mechanische Beanspruchbarkeit erreichen, wie sie die proximale Fixierung besitzt und wird also immer den schwachen Punkt des neuen Kreuzbandes darstellen.

Wir haben uns die Aufgabe gestellt, das System des Kreuzbandersatzes auf seine Zerreißfestigkeit und Dehnbarkeit zu prüfen. Da auch hier die Regel gilt, die Kette ist so

stark wie ihr schwächstes Glied, wäre es von geringem Nutzen, die Zerreißfestigkeit der Sehne bzw. Fascie allein zu wissen; es würden nur irrealen Werte resultieren. Das Wissen um die Zerreißfestigkeit von Sehne oder Fascie ist daher nutzlos, wenn bei einer geringeren Kraft schon die distale Fixierung der Sehne oder Fascie, d.h. die F.Lange-Naht reißt. Wir haben deshalb bei unseren Versuchen die Sehnen bzw. die Fascien analog zur Operation mit einer doppelten Sehnennaht nach F. Lange versehen und dabei die gleiche Seide verwendet, die auch bei der Operation benutzt wird (Wundheftseide Nr. 12). Es wurde eine Versuchsanordnung gewählt, bei der die Verhältnisse des ersetzten Kreuzbandes möglichst genau nachgeahmt waren. Ebenso haben wir die Zerreißfestigkeit der Seide allein geprüft, um Werte für die Dehnbarkeit der Sehnen errechnen zu können. Um zusätzliche Vergleichswerte zu erhalten, wurden einige Versuche mit dreifacher Naht und einige weitere mit stärkerer Seide durchgeführt.

## B. Versuchsanordnung

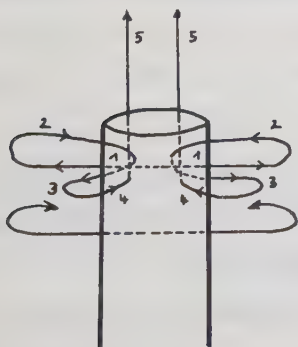


Abb. 2:

F.Lange-Naht. Die Pfeilrichtungen und die fortlaufenden Zahlen geben die Fadenführung an.

Von frischen Leichen Erwachsener im Alter von 20 - 30 Jahren - dies ist die Altersspanne, in der Kreuzbandplastiken am häufigsten durchgeführt werden müssen - wurden die Sehnen des M. semitendinosus, des M. gracilis und ein etwa 15 cm langer Fascienstreifen von einer Breite von 8 - 10 cm entnommen. Nach der Entnahme der Sehnen bewahrten wir diese bis zum Versuch in physiologischer Kochsalzlösung auf. An beiden Sehnenenden wurde eine doppelte Sehnennaht nach F. Lange angelegt. Dabei wird der Seidenfaden bis zur halben Länge quer durch die Sehne gezogen, danach wird einmal über dem Querschnitt eingestochen, dann unterhalb desselben. Dieser zweite Stich wird in Richtung des Sehnenstumpfes nach außen geführt. Mit dem zweiten Ende des quer durch die Sehne gezogenen Seidenfadens wird ebenso verfahren (Abb. 2). Da diese Naht doppelt erfolgt, treten aus dem Sehnenstumpf vier Seidenfäden aus. Am anderen Sehnenende wird diese doppelte Naht wiederholt.

Die Versuche wurden am Institut für Metallurgie der TH München an einer Zerreißmaschine amerikanischen Typs (UP4 Fa Losenhausen) durchgeführt. Die aus der Sehne austretenden Seidenfäden wurden verknüpft und mehrfach um einen runden Metallstift gewickelt, der dann in die Maschine eingespannt wurde (Abb. 3a).

Die Abbildungen 3a und 3b zeigen die Gegenüberstellung der Versuchsanordnung mit dem tatsächlichen Zustand nach einer Kreuzbandplastik (schematische Darstellung).

Die Versuchsanordnung enthält im Gegensatz zum postoperativen

Zustand zwei Sehnennahtstellen. Die zweite Sehnennaht wurde bedingt durch die Schwierigkeit, die Sehne selbst in die Zerreißmaschine einzuspannen (bei Vorversuchen glitt sie aus den Metallbacken oder wurde bei zu starkem Druck beschädigt).

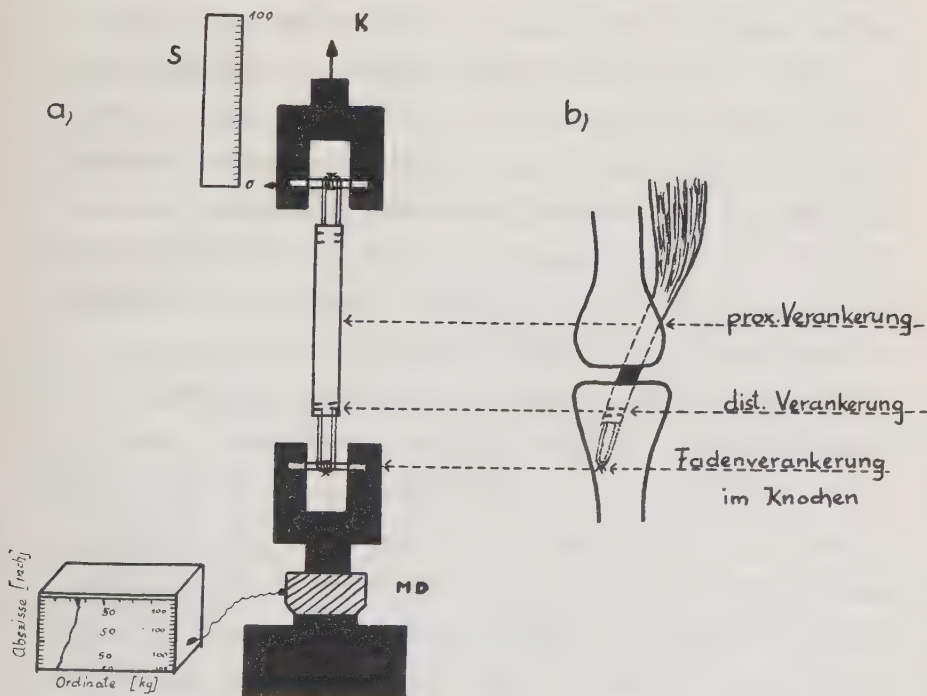


Abb. 3:

Unsere Versuchsanordnung im Vergleich zu den tatsächlichen Verhältnissen nach einer Kreuzbandplastik in schematischer Darstellung

a) Zerreißmaschine mit eingespannter Sehne: K = dehnende Kraft, S = Skala, die die absolute Dehnung in mm anzeigt, MD = Meßdose.

b) Kreuzbandplastik schematisch dargestellt.

Beide Nahtstellen entsprechen also in der Versuchsanordnung der distalen Fixierung der Sehne bzw. Fascie, während die proximale in der Sehne selbst gedacht werden muß. Da die Sehne fester ist als die Seide und die Naht, ist diese Annahme durchaus berechtigt. (Die Versuchsergebnisse bestätigen den Sachverhalt). Die sichere Verankerung der Seidenfäden im Periost oder Knochen haben wir dadurch nachgeahmt, daß wir die Seidenfäden mehrmals um die Metallstifte wickelten. Mit der beschriebenen Versuchsanordnung konnte die Festigkeit der distalen Fixierung des neuen Kreuzbandes geprüft werden. In diesem Zusammenhang soll kurz auf das Prinzip der Zerreißmaschine eingegangen werden, soweit es zum Verständnis der Auswertung der Zerreißversuche notwendig ist. Die Belastung erfolgt stoßfrei auf hydraulischem Wege. Besonders wichtig ist, daß die Maschine mit *k o n s t a n t e r D e h n u n g s g e s c h w i n d i g k e i t* arbeitet, d.h. die Dehnung pro Zeiteinheit bleibt während des ganzen Versuches gleich (bei allen Versuchen 8 inch/3 min, oder 2,66 inch/min). Auf elektronischem Wege wird mittels einer induktiven Meßdose (Abb. 3a) die Zugkraft aufgenommen und auf einem Schreibgerät registriert. Das Gerät zeichnet in horizontaler Richtung die Größe der angreifenden Kraft auf, während eine Papierrolle in vertikaler Richtung mit konstanter Geschwindigkeit unter dem Stift hinwegrollt. Dadurch entsteht eine zeitlich auseinandergezogene Kurve, die ein Kraft-Zeit-Diagramm darstellt. Einer bestimmten Zeitdauer des Versuches entspricht eine bestimmte Länge des Papierstreifens, der in "inch" unterteilt ist.

Zur Umrechnung des genannten Kraft-Zeit-Diagramms in das Kraft-Dehnungs-Diagramm muß die absolute Dehnung gegeben sein, d.h. diejenige Längenänderung, die der Gegenstand während des Versuches tatsächlich erfährt. Die Dehnung ist nach dem Versuch an einer Millimeterskala S (Abb. 3a) abzulesen, die seitlich an der Maschine angebracht ist. Der in "inch" gemessene Weg der konstant sich bewegendenden Papierrolle, der während der Versuchsdauer zurückgelegt wird, entspricht also einer bestimmten tatsächlichen Dehnung des Gegenstandes in Millimeter. Da eine konstante Dehnungsgeschwindigkeit gegeben ist (Prinzip der Maschine), muß die Dehnung in einem linearen Verhältnis zur Zeit stehen. Wenn sich also während des Versuches der Gegenstand um eine bestimmte Länge gedehnt hat, so hatte er sich zur halben Zeit nur um die Hälfte gedehnt, bei einem Viertel der Versuchsdauer um ein Viertel der Gesamtdehnung usw. Diese Überlegung sei noch einmal kurz zusammengefasst:

Einer best. Dehnung  $d$  (mm)  $\hat{=}$  ein zurückgelegter Weg  $x$  (inch)  
des Gegenstandes der Papierrolle  
während der Versuchsdauer  $t$  (min)

Einem bestimmten Teil der  $\hat{=}$  ein bestimmter Teilweg der  
Dehnung,  $y$  (mm) Papierrolle,  $z$  (inch)  
während einer entsprechend geringeren Zeit  $t'$  (min)

$d$  (mm)  $\hat{=}$   $x$  (inch)

$y$  (mm)  $\hat{=}$   $z$  (inch), wobei  $y$  kleiner  $d$   
und  $z$  kleiner  $x$  ist.

Da die Maschine mit konstanter Dehnungsgeschwindigkeit arbeitet, ist das Verhältnis von Dehnung und Weg der Papierrolle während des ganzen Versuches gleich. Es gilt deshalb:

$$d : x = y : z$$

$$y = \frac{d \cdot z}{x} \quad \left( \frac{\text{mm} \cdot \text{inch}}{\text{inch}} = \text{mm} \right)$$

=====

Werden die Meßergebnisse der Versuche in diese Gleichung eingesetzt, so läßt sich leicht y für die jeweilige Belastung errechnen und das Kraft-Dehnungs-Diagramm aufstellen.

d = die gesamte Dehnung während eines Versuches in mm (abzulesen an der Skala S)

x = der gesamte Weg, den die Papierrolle im Versuch zurücklegt, gemessen in "inch". (gegeben durch die Länge des in inch unterteilten Papierstreifens nach dem Versuch)

z = ein bestimmter Teil der Wegstrecke x (entsprechend der angreifenden Kraft; ist bei der jeweiligen Kraft aus dem Originalkurvenbild auf der Abszisse zu entnehmen)

In Abbildung 4 ist ein Kraft-Zeit-Diagramm, also ein Originalkurvenbild, wie es die Zerreißmaschine während eines unserer Versuche aufgezeigt hatte, im verkleinerten Maßstab dargestellt. Es handelt sich bei diesem Beispiel um eine Zerreißprobe, bei der die Fascie als Kreuzbandersatz geprüft wurde. An Hand dieses Beispiels soll nun die Umrechnung in das Kraft-Dehnungs-Diagramm durchgeführt werden. Die Abbildung 5 zeigt dann das errechnete Kraft-Dehnungs-Diagramm, das auf der Abszisse die tatsächliche Dehnung des Gegenstandes angibt.

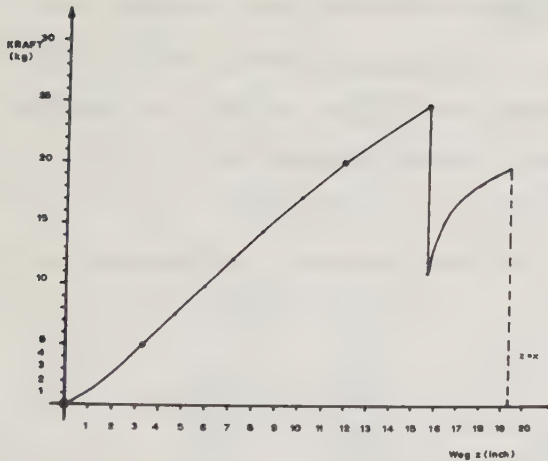


Abb. 4 : Originalkurvenbild der Zerreißmaschine. Die Ordinate gibt die dehnende Kraft an; die Abszisse den Weg, den die Papierrolle bei der jeweils angreifenden Kraft zurückgelegt hat.

Die Umrechnung geschieht folgendermaßen:

Meßergebnisse unseres Versuches:

Absolute Dehnung  $d = 58 \text{ mm}$

Gesamtweg der Papierrolle  $x = 19,33 \text{ inch}$

Teilweg der Papierrolle  $z = 0,1, \dots, x$  (ist bei jeder Kraft auf der Abszisse des Originalkurvenbildes in Abb. 4 abzulesen).

Durch Einsetzen dieser Meßergebnisse in die Formel  $y = \frac{d}{x} \cdot z$  lassen sich die Dehnungswerte für das Kraft-Dehnungs-Diagramm berechnen.

Bei 1 kg Belastung hat sich z.B. die Papierrolle um 0,8 inch weiterbewegt, also  $z = 0,8$  (siehe Originalkurvenbild).

$$y = \frac{d}{x} \cdot z = \frac{58}{19,33} \cdot 0,8 = 3 \cdot 0,8 = 2,4$$

Die Dehnung bei 1 kg Belastung beträgt also 2,4 mm.

Bei einer Belastung von 5kg ist der Weg der Papierrolle 3,33 inch, also  $z = 3,33$ . (Abb. 4)

$$y = \frac{58}{19,33} \cdot 3,33 = 3 \cdot 3,33 = 10$$

Der Gegenstand hat sich also bei 5 kg Belastung um 10 mm gedehnt (Abb.5).

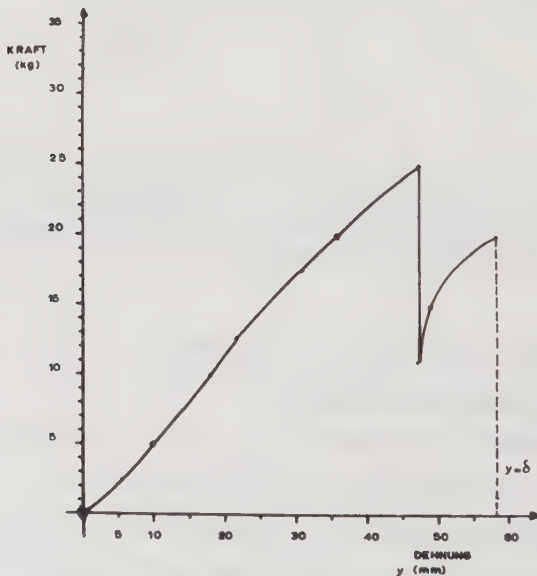


Abb. 5 : Kraft-Dehnungs-Diagramm, berechnet aus dem Originalkurvenbild in Abb. 4, auf der Abszisse ist die tatsächliche Dehnung aufgetragen.

Wird nun  $z = x$  am Ende des Versuches, also beim Zerreißen des Fadens, so muß auch in der Umrechnung die am Ende des Versuches an der Skala 3 abgelesene Gesamtdehnung resultieren;  $y$  muß also gleich  $d$  sein.

$$y = \frac{d}{x} \cdot z = \frac{d}{x} \cdot x = d = 58 \text{ mm}$$

In Tabelle 1 sind die Umrechnungsergebnisse zusammengefasst.

$$\text{Umrechnungsfaktor } \frac{d}{x} = \frac{58}{19,33} = 3$$

| Tabelle 1: | kg                     | z (inch) | y (mm) |
|------------|------------------------|----------|--------|
|            | 1                      | 0,8      | 2,4    |
|            | 2                      | 1,6      | 4,8    |
|            | 3                      | 2,2      | 6,6    |
|            | 4                      | 2,85     | 8,55   |
|            | 5                      | 3,33     | 10,0   |
|            | 6                      | 3,9      | 11,7   |
|            | 7                      | 4,45     | 13,35  |
|            | 8                      | 5,0      | 15,0   |
|            | 9                      | 5,5      | 16,5   |
|            | 10                     | 6,0      | 18,0   |
|            | 11                     | 6,5      | 19,5   |
|            | 12                     | 6,9      | 20,7   |
|            | 13                     | 7,5      | 22,5   |
|            | 14                     | 8,0      | 24,0   |
|            | 15                     | 8,7      | 26,1   |
|            | 16                     | 9,3      | 27,9   |
|            | 17                     | 9,8      | 29,4   |
|            | 18                     | 10,6     | 31,8   |
|            | 19                     | 11,3     | 33,9   |
|            | 20                     | 12,0     | 36,0   |
|            | 21                     | 12,6     | 37,8   |
|            | 22                     | 13,33    | 40,0   |
|            | 23                     | 14,1     | 42,3   |
|            | 24                     | 14,9     | 44,7   |
|            | 25                     | 15,66    | 47,0   |
|            | (erster Zerreißpunkt)  |          |        |
|            | 11                     | 15,66    | 47,0   |
|            | 15                     | 16,33    | 49,0   |
|            | 16                     | 16,66    | 50,0   |
|            | 17                     | 17,1     | 51,3   |
|            | 18                     | 17,66    | 53,0   |
|            | 19                     | 18,66    | 56,0   |
|            | 20                     | 19,33    | 58,0   |
|            | (zweiter Zerreißpunkt) |          |        |

Für jede angreifende Kraft ist mit dieser Formel die entsprechende Dehnung zu errechnen. Es braucht immer nur der Faktor  $\frac{d}{x}$ , der für jeden Versuch konstant ist, mit einer der dehnenden Kraft zugehörigen Anzahl "inch", also der Wegstrecke  $z$ , multipliziert werden. Bei allen anderen Versuchen haben wir auf die Darstellung der Originalkurvenbilder verzichtet und gleich die umgerechneten Kraft-Dehnungs-Diagramme abgebildet.

### C. V e r s u c h s e r g e b n i s s e

Versuchsergebnisse bei der Prüfung der Zerreißfestigkeit und Dehnbarkeit der Sehnen des *M. gracilis*, *M. semitendinosus* u. der *Fascia lata* (adaequat der Verwendung als Kreuzbandersatz):

Wir haben die Zerreißproben in 5 Versuchsreihen durchgeführt und die Ergebnisse einer Versuchsreihe jeweils in einem Diagramm zusammengefaßt. Die folgenden Abbildungen enthalten also 3 Kurvenbilder, entsprechend den 3 Ersatzmöglichkeiten bei einer Kreuzbandplastik. Die mit 1 bezeichnete Kurve stellt den Zerreißversuch dar, bei dem die Sehne des *M. gracilis* als neues Kreuzband verwendet wurde; 2 stellt den Versuch mit der *Semitendinosus*sehne als Kreuzbandersatz dar; in der mit 3 benannten Kurve wurde die *Fascie* als Ersatzmaterial auf ihre Zerreißfestigkeit und Dehnbarkeit geprüft. Die Sehnen und die *Fascie* einer Versuchsreihe stammen von ein und derselben Leiche. Zur besseren Übersicht ist die

Beschreibung und die Auswertung der Versuchsergebnisse in zwei Abschnitte gegliedert. Im ersten Teil befassen wir uns mit der Zerreißfestigkeit, im zweiten Abschnitt mit der Dehnbarkeit und Elastizität des neuen Kreuzbandes.

Wir betrachten gleichsam das Koordinatensystem der Diagramme in seine Teile getrennt. Die Ordinate gibt die Belastbarkeit bzw. Zerreißfestigkeit in Kilogramm an, die Abszisse die Dehnung in Millimeter.

a. Zerreißfestigkeit des neuen Kreuzbandes unter Berücksichtigung der verschiedenen Materialien:

Bei der Prüfung der Zerreißfestigkeit interessieren vorallem drei Fragen: 1) Welcher Teil des neuen Kreuzbandes ist gerissen? ( Was? )

2) An welcher Stelle ist das Kreuzband gerissen?  
( Wo? )

3) Bei welcher Belastung ist es gerissen?

Die Antworten darauf geben uns die einzelnen Zerreißversuche und die während des Versuches aufgezeichneten Diagramme.

Die Zerreißfestigkeit wird immer in der Dimension  $\text{kg/mm}^2$  angegeben, also bezogen auf 1  $\text{qmm}$  Querschnitt des betreffenden Stoffes. Wir haben auf eine Bestimmung des Querschnittes verzichtet, weil er in unserem Fall eine konstante Größe darstellt; er ist bei jedem Kreuzbandersatz durch die zweifach angelegte F.Lange-Naht gegeben. Die gefundenen Werte bei den einzelnen Zerreißproben geben also die Höchstbelastbarkeit des Kreuzbandersatzes, bezogen auf den gesamten

Querschnitt, an. Die Dimension unserer Zerreifestigkeitswerte müßte lauten: kg/ Gesamtquerschnitt des Kreuzbendersatzes. Der Einfachheit halber geben wir in den später folgenden Tabellen die Höchstbelastbarkeit in kg an.

### Meßergebnisse der Versuchsreihe I

Die Sehnen und die Fascie wurden der Leiche einer 17-Jährigen entnommen. Die Abbildung 6 zeigt zusammenfassend die drei Zerreißproben dieser Versuchsreihe, also drei Diagramme in einem Bild.

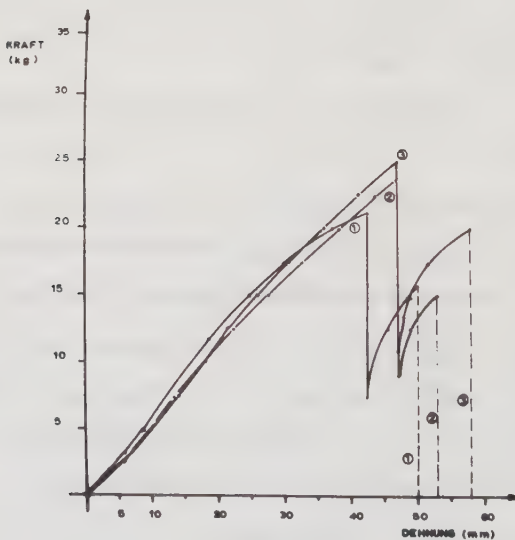


Abb. 6 : Kraft-Dehnungs-Diagramm der Versuchsreihe I

Alle drei Kurvenbilder und auch die nachfolgenden Diagramme zeigen in ihrer Form zwei Zacken. Dies ist dadurch bedingt, daß bei allen Versuchen die doppelt angelegte F.Lange-Naht in zwei Etappen eingerissen ist. Die Kurven steigen zunächst bis zu einem bestimmten Grenzpunkt der Belastbarkeit an (erster Zerreißpunkt), bei dem die Seidenfäden der einen F.Lange-Naht zerreißen; sie fallen aber nicht bis zur Nulllinie ab, da durch die zweite Naht noch ein Widerstand entgegengesetzt wird. Durch weitere Belastung steigt nun die Kurve wieder an, bis die zweite F.Lange-Naht reißt (zweiter Zerreißpunkt) und fällt dann auf den Nullpunkt ab. Erst jetzt ist das neue Kreuzband in seinem ganzen Querschnitt durchtrennt. Der zweite Zerreißpunkt muß natürlich bei einem niedrigeren Belastungswert liegen, da jetzt weniger Kraft nötig ist, um die verbleibende zweite Naht zu zerreißen. Dieser Belastungswert entspricht etwa der Zerreißfestigkeit einer einfach angelegten F.Lange-Naht.

Entsprechend obiger Fragestellung sind die Versuchsergebnisse jeder Versuchsreihe in einer Tabelle zusammengefaßt. Für die erste Versuchsreihe siehe Tabelle 2.

Tabelle 2: Alter 17 Jahre

| Ersatz-<br>material     | Was<br>gerissen? | Wo<br>gerissen? | Höchstbelastbarkeit in kg |                      |
|-------------------------|------------------|-----------------|---------------------------|----------------------|
|                         |                  |                 | 1. Zerreiß-<br>punkt      | 2. Zerreiß-<br>punkt |
| Gracilis-<br>sehne      | Seide            | F.L.-Naht       | 21,25 kg                  | 15,75 kg             |
| Semitendi-<br>nosusehne | Seide            | F.L.-Naht       | 23,75 kg                  | 15,0 kg              |
| Fascie                  | Seide            | F.L.-Naht       | 25,0 kg                   | 20,0 kg              |

# Meßergebnisse der Versuchsreihe II

Die Ersatzmaterialien entstammen der Leiche eines 22-Jährigen.

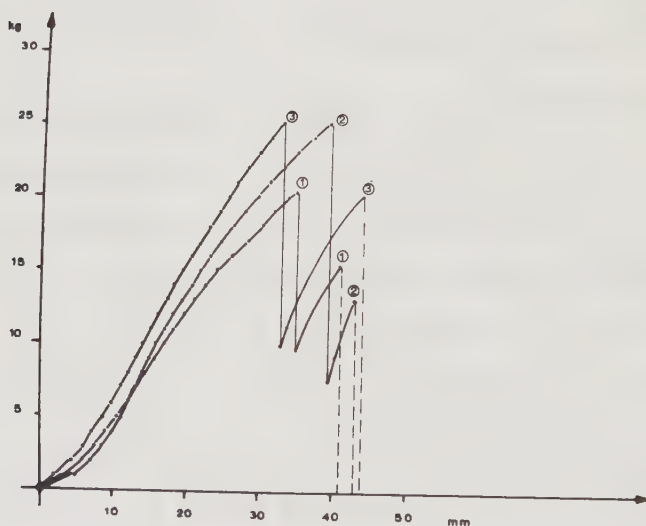


Abb. 7 : Kraft-Dehnungs-Diagramme der Versuchsreihe II

Tabelle 3:    Alter: 22 Jahre

| Ersatz-<br>material      | Was<br>gerissen? | Wo<br>gerissen? | Höchstbelastbarkeit in kg |                      |
|--------------------------|------------------|-----------------|---------------------------|----------------------|
|                          |                  |                 | 1. Zerreiß-<br>punkt      | 2. Zerreiß-<br>punkt |
| Gracilis-<br>sehne       | Seide            | F.L.-Naht       | 20,25 kg                  | 15,25 kg             |
| Semitendi-<br>nosussehne | Seide            | F.L.-Naht       | 25,0 kg                   | 13,0 kg              |
| Fascie                   | Seide            | F.L.-Naht       | 25,0 kg                   | 20,0 kg              |

# Meßergebnisse der Versuchsreihe III

Die Ersatzmaterialien entstammen einer 25-jährigen Leiche.

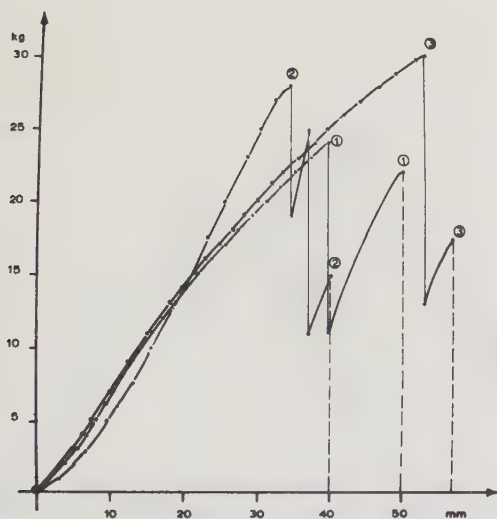


Abb. 8 : Kraft-Dehnungs-Diagramme der Versuchsreihe III

Tabelle 4 : Alter: 25 Jahre

| Ersatz-<br>material     | Was<br>gerissen? | Wo<br>gerissen? | Höchstbelastbarkeit in kg |                     |
|-------------------------|------------------|-----------------|---------------------------|---------------------|
|                         |                  |                 | 1.Zerreiß-<br>punkt       | 2.Zerreiß-<br>punkt |
| Gracilis-<br>sehne      | Seide            | F.L.-Naht       | 24,0 kg                   | 22,0 kg             |
| Semitendi-<br>nosusehne | Seide            | F.L.-Naht       | 28,0 kg                   | 15,0 kg             |
| Fascie                  | Seide            | F.L.-Naht       | 30,0 kg                   | 17,5 kg             |

# Meßergebnisse der Versuchsreihe IV

Die Ersatzmaterialien entstammen der Leiche eines 28-Jährigen.

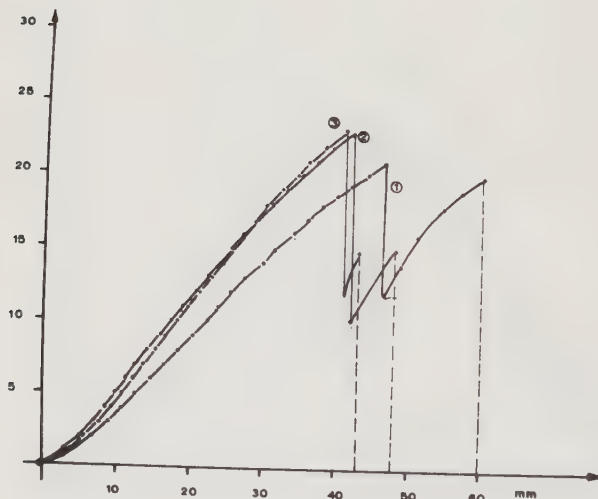


Abb. 9 : Kraft-Dehnungs-Diagramme der Versuchsreihe IV

Tabelle 5 : Alter: 28 Jahre

| Ersatz-<br>material      | Was<br>gerissen? | Wo<br>gerissen? | Höchstbelastbarkeit in kg |                      |
|--------------------------|------------------|-----------------|---------------------------|----------------------|
|                          |                  |                 | 1. Zerreiß-<br>punkt      | 2. Zerreiß-<br>punkt |
| Gracilis-<br>sehne       | Seide            | F.L.-Naht       | 21,0 kg                   | 20,0 kg              |
| Semitendi-<br>nosussehne | Seide            | F.L.-Naht       | 23,0 kg                   | 15,0 kg              |
| Fascie                   | Seide            | F.L.-Naht       | 23,25 kg                  | 15,0 kg              |

# Meßergebnisse der Versuchsreihe V

Die Ersatzmaterialien entstammen der Leiche eines 30-Jährigen.

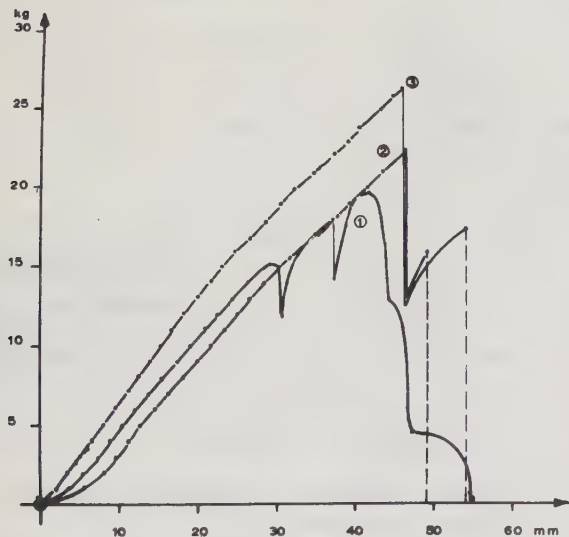


Abb. 10 : Kraft-Dehnungs-Diagramme der Versuchsreihe V

Tabelle 6 : Alter: 30 Jahre

| Ersatzmaterial      | Was gerissen? | Wo gerissen?      | Höchstbelastbarkeit in kg |                 |
|---------------------|---------------|-------------------|---------------------------|-----------------|
|                     |               |                   | 1. Zerreißpunkt           | 2. Zerreißpunkt |
| Gracilis-sehne      | Sehne         | an der Nahtstelle | 19,75 kg                  |                 |
| Semitendinosussehne | Seide         | F.L.-Naht         | 22,5 kg                   | 17,5 kg         |
| Fascie              | Seide         | F.L.-Naht         | 26,5 kg                   | 16,0 kg         |

Ergänzungsversuche, die zeigen, in wie weit die Festigkeit des Kreuzbandersatzes durch Verstärkung der Seide bzw. F.Lange-Naht gesteigert werden kann.

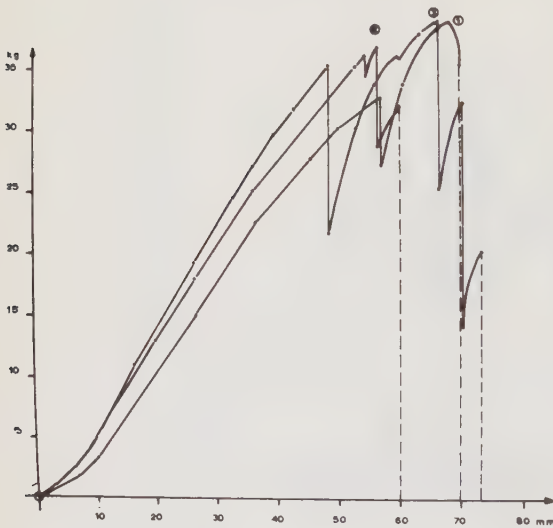


Abb. 11

Kraft-Dehnungs-Diagramme der Versuche, bei denen zur Verstärkung eine 3fache Naht angelegt wurde

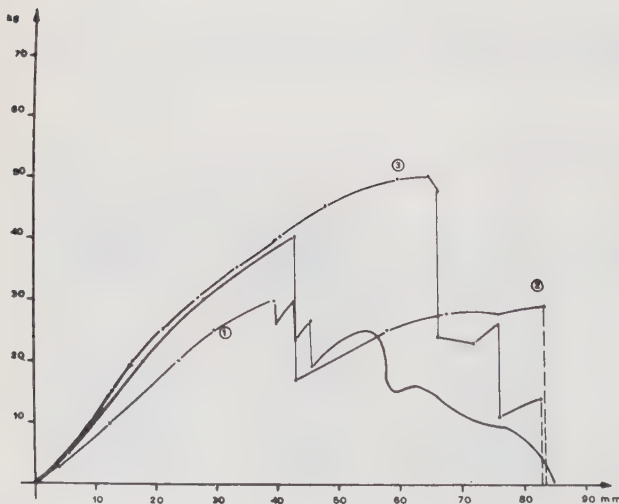


Abb. 12

Kraft-Dehnungs-Diagramme der Versuche, bei denen zur Verstärkung eine dickere Seide (Nr.18) verwendet wurde

### Teildiskussion

In Tabelle 7 sind die Versuchsergebnisse der gesamten Zerreißproben zusammengefaßt. Aus ihr ist zu ersehen, daß in 14 Zerreißproben die Seide, und nur in einem Versuch die Sehne zuerst gerissen ist. Die Seidennaht scheint also der schwache Punkt im System des Kreuzbandersatzes zu sein. Zwei weitere Versuche, bei denen wir die Seide und die Sehne bzw. Fascie getrennt auf ihre Zerreißfestigkeit geprüft haben, führten zu dem gleichen Ergebnis. Die Seidennaht riß bereits bei einer Belastung von 30 kg; die Abbildung 13 zeigt das Kraft-Dehnungs-Diagramm zu diesem Versuch. Die Prüfung der Sehne auf ihre Zerreißfestigkeit mißlang, da sie während des Versuches bei einer Belastung von etwa 60 kg aus der Einspannvorrichtung herausglitt. Obwohl der Versuch unvollständig ist, zeigt er doch, daß die Sehne eine wesentlich höhere Belastbarkeit besitzt als die Seidennaht. Aber wie erklärt sich nun der eine Fall, bei dem die Gracilissehne weit unter der Belastbarkeitsgrenze der Seide gerissen war, herrschten doch die gleichen Bedingungen wie bei all den anderen Versuchen? Der Grund für das Zerreißen der Sehne kann nur darin liegen, daß die Sehne bei der Entnahme aus der Leiche im Querschnitt verletzt wurde, oder daß ein endogener Gewebsfehler vorlag. Dies ist aber eine Ausnahme, in der Regel wird immer die Seidennaht schwächer als die Sehne sein.

Weiter ist aus den Versuchsergebnissen zu entnehmen, daß der

Riss i m m e r an der F.Lange-Naht entstand. Es treten während der Belastung in der Nahtstelle zusätzliche Reibungskräfte auf, die die Seide in ihrem Querschnitt verletzen und somit ihre Zerreißfestigkeit herabsetzen. Daher kommt es auch, daß die Höchstbelastbarkeit des Kreuzbandersatzes niedriger liegt als die der Seide. So ergibt sich für die Gracilissehne als Kreuzbandersatz eine mittlere Höchstbelastung von 21,95 kg, für die Semitendinosussehne 24,45 kg und für die Fascie 25,95 kg. Die Seide allein riß erst bei 30 kg. Diese mittleren Festigkeitswerte beziehen sich auf den ersten Zerreißpunkt in unseren Diagrammen, denn dieser gibt uns ja die eigentliche maximale Belastbarkeit des neuen Kreuzbandes an. Den weniger wichtigen zweiten Zerreißpunkt können wir vernachlässigen.

Tabelle 7 :

| Ersatz-<br>material      | Was<br>gerissen? |       | Wo<br>gerissen? |                      | Mittlere<br>Hchstbe-<br>lastbarkei |
|--------------------------|------------------|-------|-----------------|----------------------|-------------------------------------|
|                          | Seide            | Sehne | F.L.-Naht       | Sehne an<br>der Naht |                                     |
| Gracilis-<br>sehne       | 4 x              | 1 x   | 4 x             | 1 x                  | 21,25 kg                            |
| Semitendi-<br>nosussehne | 5 x              | -     | 5 x             | -                    | 24,45 kg                            |
| Fascie                   | 5 x              | -     | 5 x             | -                    | 25,95 kg                            |
| Seide allein             |                  |       |                 |                      | 30 kg                               |
| Sehne allein             |                  |       |                 |                      | 60 kg                               |

Da die Seide das schwächere Material im System des Kreuzbandersatzes darstellt, ist durch ihre Zerreißfestigkeit auch der Belastbarkeit des neuen Kreuzbandes eine Grenze gesetzt. Optimal könnte ein Wert von 30 kg erreicht werden. Man sieht, daß die Fascie als Kreuzbandersatz diesem Wert am nächsten kommt, während die Gracilissehne mit ihrer mittleren Höchstbelastbarkeit von 21,25 kg am weitesten davon entfernt liegt. Wie erklären sich nun diese für die einzelnen Ersatzmaterialien so unterschiedlichen Festigkeitswerte?

Der Grund hierfür scheint die verschiedene Dicke der Ersatzmaterialien zu sein. Es kann aber auch an technischen Mängeln liegen, denn nicht bei jeder Naht ist eine gleichmäßig optimale Fadenführung möglich. Hierfür spielt aber wiederum die Dicke der Sehne bzw. der Fascie eine entscheidende Rolle. Denn in dem relativ dicken Fascienschlauch (8-10 cm aufgerollte Breite) und auch in der Semitendinosusehne läßt sich viel leichter eine gute Führung des Nhmaterials erreichen, als dies in der schlanken Sehne des *M. gracilis* möglich ist, zumal noch in unserem Fall mit einer sehr starken Seide vernäht wird.

Nach unseren Untersuchungen stellen wir fest: die Seide bzw. die F.Lange-Naht stellt den schwachen Punkt jedes Kreuzbandersatzes dar. Demnach ist hier der Höchstbelastung des neuen Kreuzbandes eine Grenze gesetzt. Interessant wäre nun zu erfahren, in wieweit durch eine Verstärkung der Seide bzw. F.Lange-Naht die Festigkeit des Kreuzbandersatzes erhöht werden kann. Aus diesem Grunde haben wir zwei weitere

Versuchsreihen durchgeführt, bei denen wir einmal die F.Lange-Naht mit normaler Seide dreifach angelegt haben und das andere Mal bei üblicher Vernähung eine stärkere Seide verwendet haben (Seide Nr. 18). Alle Versuche ergaben, daß die Belastbarkeit des Kreuzbandersatzes wesentlich gesteigert werden kann (siehe Abb. 11 und 12). Sowohl bei der Fascie wie auch bei der Semitendinosussehne war wiederum die Seide vor der Sehne gerissen. Dagegen zeigten die Versuche mit der Gracilissehne ein entgegengesetztes Verhalten. In beiden Versuchsreihen riß die Sehne vor der Seide. Offensichtlich wird die schlanke Gracilissehne durch die dreifach angelegte F.Lange-Naht bzw. durch die wesentlich stärkere Seide in ihrem Querschnitt so stark beschädigt, daß ihre Zerreißgrenze noch unterhalb der der Seide zu liegen kommt.

Das Zerreißen der Sehne kommt auch schön in dem zugehörigen Kraft-Dehnungs-Diagramm zum Ausdruck. Es zeigt einen langsamen kontinuierlichen Abfall zur Nulllinie hin - entsprechend dem langsamen Zerfasern des Sehnenquerschnittes -, während ein plötzlicher stufenförmiger Abfall für das Zerreißen der Seide charakteristisch ist. (Abb. 11 und 12)

b. Dehnbarkeit und Elastizität des neuen Kreuzbandes

Während der Versuche hat der Kreuzbandersatz bis zu seinem Zerreißen eine bestimmte Dehnung erfahren, die nach dem Versuch auf der Skala S der Zerreißmaschine abgelesen

werden konnte (Abb. 3). Mit diesem Wert war es dann möglich, das von der Zerreißmaschine aufgezeichnete Kraft-Zeit-Diagramm in ein Kraft-Dehnungs-Diagramm umzurechnen. Die Umrechnung wurde auf Seite 11 erklärt. Die Abszisse des Kraft-Dehnungs-Diagrammes gibt nun für jede angreifende Kraft die entsprechende Dehnung des Kreuzbandersatzes in Milli-meter an. Da der Kreuzbandersatz aus zwei verschiedenen Materialien besteht - nämlich aus Sehne + Seide -, ist es verständlich, daß jedes für sich eine eigene Dehnung erfahren muß.

Aus den gezeigten Kurvenbildern ist zu entnehmen, daß die Kraft-Dehnungs-Diagramme der einzelnen Ersatzmaterialien einen annähernd gleichen Verlauf zeigen. Es können also nur ganz geringe Unterschiede in der elastischen Eigenschaft der verwendeten Materialien vorliegen, denn die Elastizität der Seide kann bei allen Versuchen als konstant angenommen werden.

Um dies zu veranschaulichen, haben wir für eine Versuchsreihe die Dehnungen der Sehnen bzw. Fascie berechnet. In einem getrennten Versuch wurde zu diesem Zweck die Dehnung der Seide bestimmt, um aus der Differenz zwischen Dehnung des Kreuzbandersatzes und Dehnung der Seide die reine Sehrendehnung zu erhalten.

Die Differenz darf aber erst dann gebildet werden, wenn die Dehnung der Seide allein und die Seidendehnung im Kreuzbandersatz auf eine gemeinsame Ausgangslänge bezogen sind. Da es aber nicht möglich war, in allen Versuchen gleiche

Ausgangslängen zu wählen, müssen nun die Dehnungswerte der Seide auf die entsprechenden Längen der Seide im Kreuzbandersatz umgerechnet werden. Hierzu ist die relative Dehnung  $E = \frac{\Delta l}{l}$  nötig, denn diese ist auf die Längeneinheit bezogen und somit unabhängig von der Ausgangslänge  $l$ . In Abbildung 13 ist das Kraft-Dehnungs-Diagramm der Seide aufgezeigt, und in Abbildung 14 die Abszisse dieses Diagrammes auf die relative Dehnung umgerechnet. Tabelle 8 faßt die Umrechnungsergebnisse zusammen.

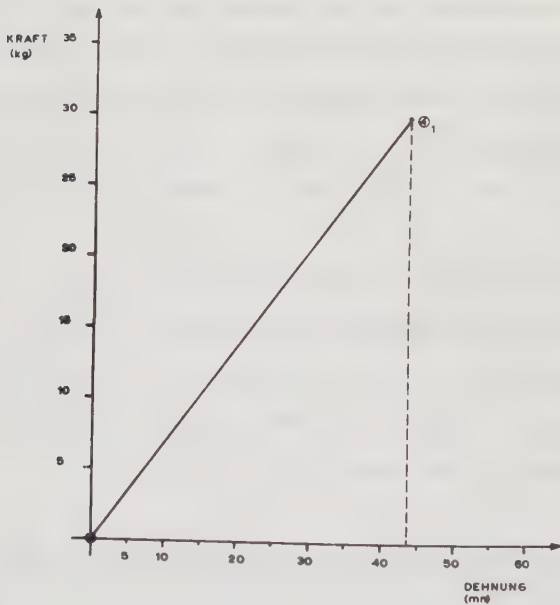


Abb. 13 : Kraft-Dehnungs-Diagramm der Seide

Tabelle 8

(Ausgangslänge der Seide  $l = 145 \text{ mm}$ )

| kg | $\Delta l (\text{mm})$ | E    | kg | $\Delta l (\text{mm})$ | E    |
|----|------------------------|------|----|------------------------|------|
| 1  | 1,45                   | 0,01 | 16 | 23,20                  | 0,16 |
| 2  | 2,30                   | 0,02 | 17 | 24,65                  | 0,17 |
| 3  | 4,35                   | 0,03 | 18 | 26,10                  | 0,18 |
| 4  | 5,80                   | 0,04 | 19 | 27,55                  | 0,19 |
| 5  | 7,25                   | 0,05 | 20 | 29,00                  | 0,20 |
| 6  | 8,70                   | 0,06 | 21 | 30,45                  | 0,21 |
| 7  | 10,15                  | 0,07 | 22 | 31,90                  | 0,22 |
| 8  | 11,60                  | 0,08 | 23 | 33,35                  | 0,23 |
| 9  | 13,05                  | 0,09 | 24 | 34,80                  | 0,24 |
| 10 | 14,50                  | 0,10 | 25 | 36,25                  | 0,25 |
| 11 | 15,95                  | 0,11 | 26 | 37,70                  | 0,26 |
| 12 | 17,40                  | 0,12 | 27 | 39,15                  | 0,27 |
| 13 | 18,85                  | 0,13 | 28 | 40,60                  | 0,28 |
| 14 | 20,30                  | 0,14 | 29 | 42,05                  | 0,29 |
| 15 | 21,75                  | 0,15 | 30 | 43,50                  | 0,30 |

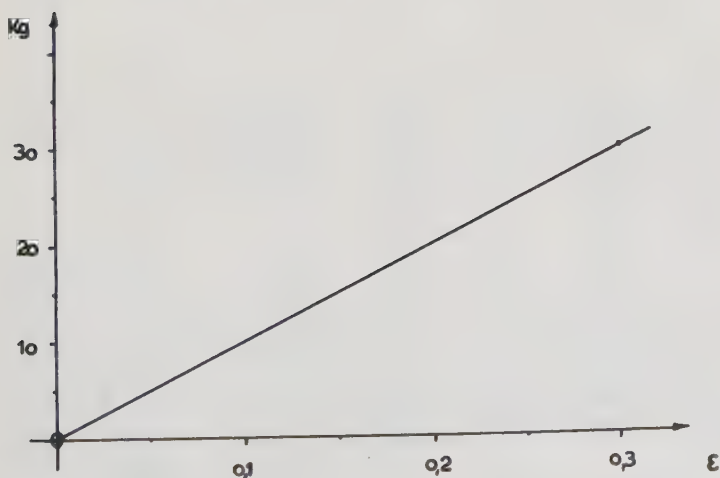


Abb. 14 : das auf die relative Dehnung umgerechnete Kraft-Dehnungs-Diagramm der Seide

Mit der relativen Dehnung kann nun die Dehnung der Seide bei jeder beliebigen Ausgangslänge nach der Formel  $\Delta l = E \cdot l$  bestimmt werden. Wir haben dies in Versuchsreihe IV durchgeführt. Mit den erhaltenen Dehnungswerten der Seide wurde dann die Dehnung der Sehne bzw. Fascie errechnet. Tabelle 9 gibt die Dehnungswerte des Kreuzbandersatzes, der Seide und der Sehne an, Abbildung 15 zeigt dies im Diagramm.

Tabelle 9 : (in Klammer ist jeweils die Länge der Seide angegeben)

| kg | Gracilissehne 1<br>(145 mm) |              |              | Semitendinosus-<br>sehne 2 (140 mm) |              |              | Fascie 3 (135 mm) |              |              |
|----|-----------------------------|--------------|--------------|-------------------------------------|--------------|--------------|-------------------|--------------|--------------|
|    | $\Delta l_k$                | $\Delta l_s$ | $\Delta l_e$ | $\Delta l_k$                        | $\Delta l_s$ | $\Delta l_e$ | $\Delta l_k$      | $\Delta l_s$ | $\Delta l_e$ |
| 1  | 4,3                         | 1,45         | 2,85         | 3,0                                 | 1,4          | 1,6          | 3,8               | 1,35         | 2,45         |
| 2  | 6,7                         | 2,90         | 3,80         | 5,0                                 | 2,8          | 2,2          | 6,1               | 2,70         | 3,40         |
| 3  | 9,0                         | 4,35         | 4,65         | 7,0                                 | 4,2          | 2,8          | 7,9               | 4,05         | 3,85         |
| 4  | 10,8                        | 5,80         | 5,00         | 8,4                                 | 5,6          | 2,8          | 9,4               | 5,40         | 4,00         |
| 5  | 12,7                        | 7,25         | 5,45         | 9,8                                 | 7,0          | 2,8          | 11,0              | 6,75         | 4,25         |
| 6  | 15,0                        | 8,70         | 6,30         | 11,4                                | 8,4          | 3,0          | 12,2              | 8,10         | 4,10         |
| 7  | 16,7                        | 10,15        | 6,55         | 12,5                                | 9,8          | 2,7          | 13,6              | 9,45         | 4,15         |
| 8  | 18,6                        | 11,60        | 7,00         | 14,2                                | 11,2         | 3,0          | 15,3              | 10,80        | 4,50         |
| 9  | 20,4                        | 13,05        | 7,35         | 16,0                                | 12,6         | 3,4          | 16,8              | 12,15        | 4,65         |
| 10 | 22,5                        | 14,50        | 8,00         | 17,5                                | 14,0         | 3,5          | 18,2              | 13,50        | 4,70         |
| 11 | 24,0                        | 15,95        | 8,05         | 19,0                                | 15,4         | 3,6          | 19,5              | 14,85        | 4,65         |
| 12 | 25,5                        | 17,40        | 8,10         | 20,7                                | 16,8         | 3,9          | 21,2              | 16,20        | 5,00         |
| 13 | 27,5                        | 18,85        | 8,65         | 22,3                                | 18,2         | 4,1          | 23,0              | 17,55        | 5,45         |
| 14 | 30,0                        | 20,30        | 9,70         | 24,0                                | 19,6         | 4,4          | 24,4              | 18,90        | 5,50         |
| 15 | 31,5                        | 21,75        | 9,75         | 25,5                                | 21,0         | 4,5          | 25,8              | 20,25        | 5,55         |
| 16 | 34,0                        | 23,20        | 10,80        | 27,0                                | 22,4         | 4,6          | 27,3              | 21,60        | 5,70         |
| 17 | 36,0                        | 24,65        | 11,35        | 29,0                                | 23,8         | 5,2          | 28,7              | 22,95        | 5,75         |
| 18 | 38,0                        | 26,10        | 11,90        | 31,0                                | 25,2         | 5,8          | 30,2              | 24,30        | 5,90         |
| 19 | 41,0                        | 27,55        | 13,45        | 33,0                                | 26,6         | 6,4          | 32,5              | 25,65        | 6,85         |
| 20 | 44,0                        | 29,00        | 15,00        | 35,0                                | 28,0         | 7,0          | 34,4              | 27,00        | 7,40         |
| 21 | 46,5                        | 30,45        | 16,05        | 37,0                                | 29,4         | 7,6          | 36,4              | 28,35        | 8,05         |
| 22 | -                           | -            | -            | 39,0                                | 30,8         | 8,2          | 38,2              | 29,70        | 9,50         |
| 23 | -                           | -            | -            | 42,0                                | 32,2         | 9,8          | 41,0              | 31,05        | 9,95         |

$\Delta l_k$  = Dehnung des Kreuzbandersatzes, in Abb. 15 mit ①, ②, ③ bezeichnet

$\Delta l_s$  = Dehnung der Seide, in Abb. 15 : ①' ②' ③'

$\Delta l_e$  = Dehnung der Sehne bzw. Fascie, in Abb. 15 : 1, 2, 3

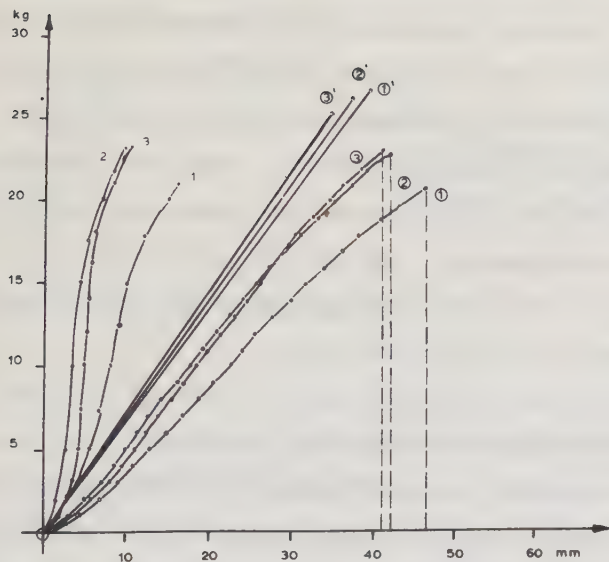


Abb. 15 : Kraft-Dehnungs-Diagramme der Versuchsreihe IV; aufgetragen sind die Kreuzbandersatzdehnung, die Seidendehnung und die daraus resultierende Dehnung der Sehne bzw. Fascie

### Teildiskussion

Bei der Betrachtung des Diagrammes fällt auf, daß die Sehne bzw. Fascie sich in dem Versuch nur sehr gering gedehnt hat. In Wirklichkeit kann aber die Dehnung noch viel geringer angenommen werden, denn nach Belastung wird sich zunächst die F.Lange-Naht straffen, wodurch eine Sehnendehnung im Diagramm vorgetäuscht wird. (s-förmiger Anfangsteil der Kurven).

Die genauen Dehnungswerte sind hier weniger interessant, viel wichtiger ist die Tatsache, daß die Kurvenbilder aller Ersatzmaterialien einen ähnlichen Verlauf zeigen und somit in ihrer Elastizität nur sehr geringe Unterschiede aufweisen. Abweichungen im Verlauf der Kurven sind wohl hauptsächlich auf verschiedene Querschnitte und Längen zurückzuführen. Es wird also die Dehnbarkeit der Sehnen bzw. Fascie als Kriterium für die Wahl des Ersatzmaterials bei einer Kreuzbandplastik weniger in Betracht kommen.

Da in allen Versuchen die Seide bzw. die Verankerung den schwachen Punkt des Kreuzbandersatzes dargestellt hat, ist es wichtig zu erfahren, welche Dehnungsverhältnisse hier vorliegen. Das Kraft-Dehnungs-Diagramm der Seide (Abb. 13 und 14) zeigt im ganzen Dehnungsbereich einen linearen Verlauf. Die Dehnung ist der Belastung direkt proportional. Die elastischen Eigenschaften eines Stoffes kann man am besten übersehen, wenn man ein Kraft-Dehnungs-Diagramm in seine verschiedenen Verlaufsstrecken aufteilt (Abb. 16). Die Dehnung ist bis zu einem bestimmten Punkt A proportional der Belastung (Proportionalitätsgrenze). Von dieser Proportionalitätsgrenze ab ist der Dehnungszuwachs größer als die Zunahme der Kraft. In diesem Bereich zeigt der Körper bis zur Grenze B noch vollkommene Elastizität, d.h. die Dehnung geht nach Entlastung wieder vollkommen zurück. Wird die Elastizitätsgrenze überschritten, so bleibt eine Restdehnung zurück. Der Körper beginnt zu fließen, bis er schließlich einreißt (Fließzone).

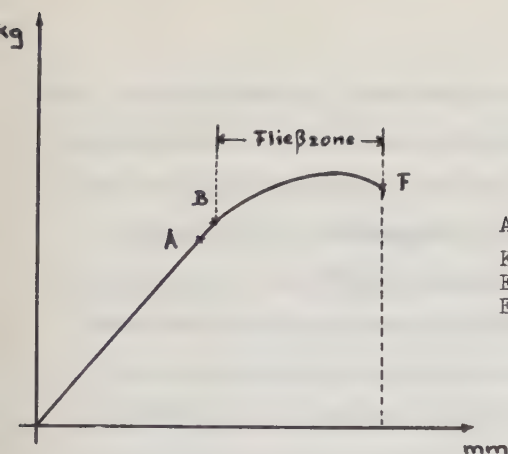


Abb. 16

Kraft-Dehnungs-Diagramm zur  
Erklärung der elastischen  
Eigenschaften (nach Grimshel)

Stoffe, bei denen die Grenzpunkte nahe zusammenliegen, die also eine geringe Fließzone besitzen, nennt man spröde, solche mit einer breiten Fließzone zäh und plastisch. Der Verlauf des Kraft-Dehnungs-Diagrammes der Seide zeigt nun, daß hier bei diesem Maßstab keine Fließzone zu erkennen ist, daß also nur eine geringe Restdehnung der Seide zu erwarten ist, was für die distale Verankerung des Kreuzbandersatzes von großer Wichtigkeit ist.

#### D. Abschließende Diskussion und Deutung der Ergebnisse

Die Zerreißfestigkeit wie auch die Dehnung des Kreuzbandersatzes haben uns gezeigt, daß die Haltbarkeit des neuen Kreuzbandes weniger vom gewählten Ersatzmaterial als vielmehr von der verwendeten Seide abhängt. Durch die Seide bzw. F.Lange-Naht ist der Zerreißfestigkeit eine Grenze gesetzt. Von dem einen Sonderfall abgesehen war bei allen Versuchen

immer die F.Lange-Naht zuerst gerissen. Es zeigten sich jedoch bei den verschiedenen Ersatzmaterialien unterschiedliche Belastungswerte, die auf die verschiedene Dicke der einzelnen Sehnen und Fascie zurückzuführen sind. Da in einer dickeren Sehne eine bessere Nahtführung möglich ist, kann für die Sehne des Semitendinosus und die Fascie auch eine bessere Verankerung im distalen Abschnitt erreicht werden als für die schlanke Gracilissehne. Die Höchstbelastungswerte ergaben für die Fascie 25,95 kg, für die Semitendinosusehne 24,45 kg und für die Sehne des M. gracilis 21,25 kg. Inbezug auf die Zerreißfestigkeit muß demnach bei der Wahl des Ersatzmaterials der Fascie und der Semitendinosusehne der Vorzug gegeben werden. Andererseits hat die Gracilissehne aber den großen Vorteil, daß sie für die Operation eine viel günstigere topographische Lage besitzt, was natürlich auch bei der Wahl des Ersatzmaterials berücksichtigt werden muß. Ferner ist von Wichtigkeit, daß der M.gracilis eine viel geringere funktionelle Bedeutung hat als der M. semitendinosus. Nach L a n z - W a c h s - m u t h beträgt die maximale Leistung des M. gracilis bei der Beugung im Kniegelenk 3,1 mkg, die des M. semitendinosus 13,2 mkg. Bei der Adduktion im Hüftgelenk ist der Anteil des M. gracilis 2,9 mkg, der des M. semitendinosus 3,9 mkg. Auch bei der Innenkreiselung im Kniegelenk überwiegt der M. semitendinosus. Fassen wir nur diese Gesichtspunkte ins Auge, so muß der Gracilissehne bei der Operationswahl der Vorzug gegeben werden, auch in bezug auf die Fascie.

Wenn bei ihr auch die höchste Belastbarkeit der Verankerung erzielt wurde, so treten bei der Verwendung der Fascie auch Nachteile auf. Es muß ja aus der Fascia lata ein etwa 10 cm breiter Streifen entnommen werden. Zwar wird die Fascienlücke wieder durch Nähte verschlossen, aber es können hierbei doch verschiedene Schwierigkeiten auftreten. Die Wahl des Ersatzmaterials darf also nicht nur nach rein mechanischen Gesichtspunkten getroffen werden.

Es muß nun die Frage gestellt werden, ob bei normaler physiologischer Belastung des Kniegelenks die Höchstbelastbarkeitswerte des Kreuzbandersatzes überhaupt erreicht werden. Beim Stehen ist dies sicherlich nicht der Fall, denn hier wird die Schwerkraft direkt auf den Unterschenkel übertragen, ohne einen Zug auf die Kreuzbänder auszuüben. Bei der Beugung entfernt sich das Kniegelenk von der Schwerlinie, sodaß entsprechend die Kräfte im Kniegelenk zunehmen. Jedoch wird hier durch die enorme Stützkraft des M. quadriceps (maximale Leistung 142 mkg) der größte Teil der Kraft aufgenommen, die passive Stützkraft tritt in den Hintergrund. Wir können also annehmen, daß die Belastbarkeit des Kreuzbandersatzes für ein funktionstüchtiges Kniegelenk voll ausreicht. Somit wäre es überflüssig, die distale Verankerung durch eine zusätzliche F.Lange-Naht oder durch eine stärkere Seide zu verstärken, zumal hierbei die Gefahr der Abstoßung der Seide in Betracht zu ziehen ist. Für die Dehnung des Kreuzbandersatzes spielt praktisch nur die Dehnung der Seide in der distalen Fixierung eine

Rolle, denn die Sehnendehnung ist bis zum Zerreißen der F.Lange-Naht bei allen Ersatzmaterialien nur sehr gering und in diesem Bereich sicher vollkommen elastisch. Für ein funktionstüchtiges Kreuzband ist von Wichtigkeit, daß an der distalen Verankerung keine Dehiszenz auftritt. Diese könnte verursacht werden durch eine nach Entlastung verbleibende Dehnung der Seide oder durch ein Zusammenziehen der F.Lange-Naht bei Belastung. Der Verlauf der Dehnungskurve der Seide zeigt aber, daß nur eine geringe bleibende Dehnung zu erwarten ist. Außerdem ist die Länge der Seide im Kreuzbandersatz bei der Operation viel geringer als in unseren Versuchen. Dadurch wird auch die Dehnung der Seide und dementsprechend eine eventuell auftretende bleibende Dehnung nur sehr gering ausfallen. Um einer Dehiszenz an der distalen Verankerung vorzubeugen, muß bei der Operation die F.Lange-Naht möglichst fest angezogen werden, denn von Seiten der Seide ist keine Dehiszenz zu erwarten.

Abschließend kann gesagt werden, daß die Fascie und die Semitendinosussehne rein mechanisch gesehen als Kreuzbandersatz die besseren Eigenschaften mitbringen als die Gracilissehne. Jedoch ist die Wahl des Ersatzmaterials bei einer Kreuzbandplastik noch von anderen Gesichtspunkten abhängig, die in jedem Fall gesondert in Erwägung gezogen werden müssen.

## E. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurden die Sehnen des *M. gracilis*, des *M. semitendinosus* und die Oberschenkel Fascie als Kreuzbandersatz auf ihre Zerreißfestigkeit und Dehnbarkeit geprüft. Das Kreuzbandersatzmaterial stammte von frischen Leichen Erwachsener im Alter von etwa 20 bis 30 Jahren. Die Sehnen bzw. Fascie wurden analog zur Operation mit einer doppelten F.Lange-Naht versehen und in einer Zerreißmaschine einer langsam zunehmenden Belastung ausgesetzt. Alle Versuche zeigten, daß die für die Naht verwendete Seide (Wundheftseide Nr. 12) an der F.Lange-Naht gerissen ist. Die Zerreißfestigkeit des neuen Kreuzbandes ist also durch die Festigkeit der Seide bestimmt.

Es ergab sich für die Fascie als Kreuzbandersatz eine Höchstbelastbarkeit von 25,95 kg, für die Semitendinosussehne 24,45 kg und für die Sehne des *M. gracilis* 21,25 kg. Die unterschiedlichen Werte sind auf die verschiedene Dicke der Ersatzmaterialien zurückzuführen.

Bei der Dehnbarkeit der Sehnen bzw. Fascie zeigten sich keine nennenswerten Unterschiede. Eine bleibende Dehnung an der Verankerung und somit eine Dehiscenz ist auf Grund der Dehnungsverhltnisse der Seide nicht zu erwarten.

Für die Wahl des Kreuzbandersatzes muß aus rein mechanischen Erwägungen der Fascie und Semitendinosussehne der Vorzug gegeben werden, aber zur Wiederherstellung eines funktions-tüchtigen Kniegelenks kann ebensogut auch die Gracilissehne

## F. Literaturverzeichnis

Beier, W. und Dorner E.: Die Physik und ihre Anwendung in der Medizin und Biologie. Bd I, 2.Aufl., Thieme-Verlag Leipzig 1958

Boos, O.: Handbuch der Orthopädie. Bd IV, Teil I, Thieme-Verlag Stuttgart (1961)

Edwards, A.H.: repair of crucial ligaments (gracilis and semitendinosus). Brit. J. Surg. 13, 432 (1926)

Feßler, J.: Festigkeit der menschlichen Gelenke mit besonderer Berücksichtigung des Bandapparates. Münchner Habilitationsschrift 162 (1894)

Gold, E.: Vollständiger plastischer Ersatz des vorderen Kreuzbandes und funktionell-anatomische Wiederherstellung desselben. Dtsch. Z. Chir. 213, 120 (1928)

Grimsehl, T.: Lehrbuch der Physik. Teubner- Verlag Leipzig (1955)

Groves, E.W.E.: The crucial ligaments of the knee joint, their function, rupture and the operative treatment of the same. Brit. J. Surg. 7, 505 (1920)

Hoffmann-Daimler, S.: Kräfte und Funktion des Gehens und Stehens, ihre Nutzung in der Orthopädie und Beinprothetik. Ergebn. der Chir. und Orth., Bd 45, 284, (1963)

Lange, M.: Orthopädisch-chirurgische Operationslehre. 2.Aufl., Bergmann-Verlag München (1962)

-- Aussprache zu "Verletzungen des Kniegelenkes".  
Verh. dtsh. orthop. Ges. 42, 280 (1955)

Lange, M.: Erfahrungen bei Kniebandplastiken. Wiederherstellungschir. u. Traum. 4, 197 (1957)

v.Lanz, T. und Wachsmuth, W.: Praktische Anatomie Bd I, Teil IV, Springer-Verlag Berlin (1938)

Montag, W.D.: Nachuntersuchungen von operativ behandelten Kniebandläsionen bei 212 Patienten. Z. Orthop. 89, 245 (1958)

Niederecker, K.: Behandlung der Kreuzbandverletzung und des Schlotterkniees. Verh. dtsh. orthop. Ges. 42, 227, 282 (1955)

Rathke, F.W.: Die gestielte Sehne als plastischer Ersatz der Kreuzbänder. Z. Orthop. 86, 29 (1956)

Schink, W. und Gersbach, P.: Eine experimentelle Studie über die Festigkeit genähter Sehnen bei verschiedenen Nahtmethoden. Langenbeck's Arch. klin. Chir. 297, 191 - 235 (1961)

Vollmar, J. und Benz, K.: Der Knieanprall und seine Verletzung bei Auto- und Motorradfahrern. Archiv für orthop. und Unfall-Chirurgie, Bd 52, 438-459 (1960)

Wittek, A.: Über Verletzungen der Kreuzbänder des Kniegelenkes. Dtsch. Z. Chir. 200, 491 (1927)

-- Die Binnenverletzungen des Kniegelenkes. Z. orthop. Chir. 58, 204 (1933)

An dieser Stelle möchte ich all denen danken, die mich mit Rat und Tat bei der Bewältigung meiner Arbeit unterstützt haben.

Vor allem gilt mein besonderer Dank Herrn Privatdozent Dr.G.Glogowski für die Überlassung des Themas und für manche wertvolle Hinweise.

Herrn Prof.Dr.M.Lange danke ich für die Übernahme des Referats.

Weiterhin schulde ich Herrn Prof. Dr.Borchers, Direktor des Instituts für Metallurgie München, für die Erlaubnis, die experimentellen Untersuchungen an seinem Institut durchführen zu dürfen, größten Dank.

Nicht zuletzt möchte ich den Herren Prof. Laves und Prof. Spann dafür danken, daß sie mir die Materialien für meine Untersuchungen zur Verfügung gestellt haben.

## L e b e n s l a u f

Am 5. Juli 1939 wurde ich als Sohn des Schlossermeisters Georg Weinzierl und seiner Ehefrau Walburga in Eichstätt geboren.

Meine Schulausbildung erhielt ich an der Volksschule und am Deutschen Gymnasium in Eichstätt, wo ich 1958 das Abitur bestand.

Im Wintersemester 1958/59 begann ich an der Universität München Physik und Mathematik zu studieren. Nach zwei Semestern wechselte ich zur medizinischen Fakultät in München über. Dort bestand ich am 25. April 1962 das Physikum. Auch während der weiteren sechs klinischen Semester studierte ich an der Universität München und legte dort 1965 das Staatsexamen ab.





